



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**ESTUDO IN VITRO DA MICRODUREZA VICKERS DE  
DIFERENTES TIPOS DE CIMENTO DE IONÓMERO DE VIDRO,  
ANTES E APÓS ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL**

Trabalho submetido por  
**Inês Palos Peres do Amaral**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**setembro de 2015**





# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **ESTUDO IN VITRO DA MICRODUREZA VICKERS DE DIFERENTES TIPOS DE CIMENTO DE IONÓMERO DE VIDRO, ANTES E APÓS ENVELHECIMENTO ARTIFICIAL**

Trabalho submetido por  
**Inês Palos Peres do Amaral**  
Para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutora Luísa Bandeira Lopes**

**setembro de 2015**



## **Agradecimentos**

Ao Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz e a todos os Professores que ao longo destes 5 anos contribuíram para a minha formação e crescimento enquanto aluna, profissional e pessoa, em especial à Direção Clínica da Clínica Universitária Egas Moniz.

À Prof. Doutora Luísa Bandeira Lopes por toda a disponibilidade, orientação, ajuda, sentido crítico e rigor, sem os quais este projeto não teria sido possível.

Ao Prof. Doutor Mário Polido, pela disponibilização do laboratório e por todos os conhecimentos transmitidos essenciais à realização deste projeto.

Ao Prof. Doutor Luís Proença pela ajuda prestada na análise estatística e pela disponibilidade dada.

À Prof. Doutora Amélia Almeida, pela ajuda e apoio essenciais ao longo deste projeto.

Ao Sr. Mário Alexandre pela ajuda fundamental no laboratório e por ter mostrado sempre disponibilidade ao longo destes meses.

Aos meus pais, que possibilitaram a minha formação académica, que nunca deixaram que me faltasse nada e que sempre me ensinaram a ser exigente comigo mesma e a aproveitar as oportunidades que me são dadas com toda a dedicação. Muito obrigada por tudo e por acreditarem sempre em mim, é a vocês que devo tudo o que sou.

Ao meu irmão, que apesar de mais novo, é quem me ensina e transmite tantos valores. Obrigada por seres um grande exemplo para mim.

A todos os meus colegas e amigos, em especial à Inês Raposo, ao Artur Gameiro e à Ana Sofia Saman, por ao longo destes anos terem sido os melhores amigos que podia pedir. Obrigada por toda a ajuda, amizade e paciência.

Ao Miguel, por todo o apoio e força que me deu, por acreditar em mim e por estar sempre disponível, nos melhores e piores momentos. Muito obrigada por toda a confiança.



## Resumo

**Objetivo:** Comparar a microdureza Vickers de um Cimento de Ionómero de Vidro Convencional de alta viscosidade (Ketac Molar), de uma modificação de um Cimento de Ionómero de Vidro Convencional de alta viscosidade (Sistema Equia) e de um Cimento Ionómero de Vidro Modificados por Resina (Photac Fil); Submeter os três tipos de Cimento de Ionómero de Vidro a um envelhecimento artificial com a Chewing Simulator, comparando novamente a microdureza Vickers no final do envelhecimento.

**Materiais e métodos:** Realizaram-se 45 discos, 15 de cada um dos materiais (Ketac Molar, Sistema Equia e Photac Fil), a partir de uma matriz standarizada com 2mm de espessura por 10mm de diâmetro. Cada amostra foi submetida a uma primeira leitura da microdureza Vickers 5 vezes consecutivas, leitura essa que foi repetida depois de cada disco sofrer envelhecimento artificial na Chewing Simulator através de 240 000 ciclos, correspondente a um envelhecimento de um ano in vivo. Foram utilizados os testes ANOVA, para comparação das médias entre os três materiais restauradores, e o teste T-Student, para comparar as médias iniciais e finais (após envelhecimento artificial) de cada material.

**Resultados:** O envelhecimento resulta numa diminuição significativa da microdureza dos CIV ( $p = 0,001$ ), com uma potência observada de 95,5%. O efeito e magnitude do envelhecimento são dependentes do tipo de Cimento de Ionómero de Vidro. A microdureza difere significativamente entre o Photac e os outros dois tipos de Cimento de Ionómero de Vidro ( $p < 0,001$ ), com uma potência observada de 99,9% mas não existem diferenças significativas entre os valores de microdureza do Ketac e do Equia.

**Conclusão:** O material que apresentou valores de microdureza mais elevados antes do envelhecimento artificial foi o Ketac Molar e depois do envelhecimento artificial o Equia Fil. O Equia Fil foi o que obteve uma menor diferença entre a microdureza inicial e final.

**Palavras-chave:** cimento de ionómero de vidro convencional de alta viscosidade; cimento de ionómero de vidro modificado por resina; microdureza Vickers; *Chewing Simulator*.

## **Abstract**

**Objective:** To compare Vickers microhardness of a high viscosity conventional glass ionomer cement (Ketac Molar 3M), a modification of a high viscosity conventional glass ionomer cement (Equia System) and a resin modified glass ionomer cement (3M Photac Fil); Submit Ketac Molar 3M, Photac Fil 3M and Syste Equia to an artificial aging by Chewing Simulator, comparing again Vickers microhardness of the materials after the aging.

**Materials and Methods:** There were made 45 samples, 15 of each material (Ketac Molar, System Equia and Photac Fil), from a standard matrix with a thickness of 2mm by 10mm diameter. Each sample was submitted to a first Vickers microhardness measurement, 5 consecutive times. This procedure was repeated after each sample experienced artificial aging in the Chewing Simulator through 240 000 cycles, corresponding to one year in vivo anging. The ANOVA and the T-Student tests were used to compare the means between the three restorative materials and to compare the initial and the final means (after artificial anging) of each material.

**Results:** The aging results in a significant decrease of the CIV microhardness ( $p=0,001$ ) with an observed power of 95, 5%. The effect and magnitude of aging are dependent on the type of glass ionomer cement. The microhardness differs significantly between the Photac and the other two types of glass ionomer cement ( $p < 0,001$ ), with an observed power of 99,9%. However, there were not relevant differences between the microhardness values of Ketac and Equia.

**Conclusion:** Ketac Molar was the material that showed higher microhardness values before the artificial aging and Equia Fil the material that showed higher microhardness values after the artificial anging. Equia Fil was the one with a smaller difference between the initial and final microhardness values.

**Key words:** high viscosity conventional glass ionomer cement; resin modified glass ionomer cement; Vickers' Microhardness; *Chewing Simulator*.



# Índice Geral

I.	Introdução.....	15
1.	Cimentos de ionómero de vidro convencionais .....	17
1.1	Constituição do cimento de ionómero de vidro convencional .....	17
1.2	Vantagens Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais .....	19
1.3	Desvantagens Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais.....	20
1.4	Indicações Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais .....	20
1.5	Protetores de superfície dos Cimentos de ionómero de vidro convencionais ..	20
2.	Cimentos de Ionómero de Vidro Modificados por Resina .....	21
2.1	Constituição dos Cimentos de Ionómero de Vidro Modificados por Resina ....	21
2.2	Vantagens Cimentos de Ionómero de Vidro Modificados por Resina.....	23
2.3	Desvantagens Cimentos de Ionómero de vidro modificados por resina .....	24
2.4	Indicações Cimentos de ionómero de vidro modificados por resina .....	24
3.	Propriedades Mecânicas dos Materiais - Microdureza.....	25
4.	Teste In Vitro <i>Chewing Simulator</i> .....	28
II.	Materiais e Métodos .....	31
III.	Resultados .....	41
IV.	Discussão .....	49
V.	Conclusão .....	57
VI.	Bibliografia .....	59



## Índice de figuras

<b>Figura 1.</b> Esquema representativo da reação de Endurecimento de um Cimento Ionómero de Vidro Convencionall. (Lohbauer, 2010).....	17
<b>Figura 2.</b> Cápsula de Ketac Molar. ....	34
<b>Figura 3.</b> Cápsula de Photac Fil. ....	34
<b>Figura 4.</b> Cápsula de Equia Fil. ....	34
<b>Figura 5.</b> Matriz metálica usada para a confecção de amostras .....	35
<b>Figura 6.</b> Medição da microdureza Vickers numa das amostras preparadas. ....	36
<b>Figura 7.</b> Imagem obtida no microscópio da máquina Vickers após indentação de uma das amostras.....	36
<b>Figura 8.</b> Imagem obtida após envelhecimento artificial de uma das amostras, correspondente a um ano in vivo, numa das câmaras da Chewing Simulator. ....	38
<b>Figura 9.</b> Imagem de uma das câmaras da Chewing Simulator com água destilada a 37° durante o envelhecimento artificial de uma das amostras.....	38
<b>Figura 10.</b> Amostras envoltas em resina acrílica antes do envelhecimento artificial ....	38
<b>Figura 11.</b> Amostras após envelhecimento artificial .....	39

## Índice de tabelas

<b>Tabela 1.</b> Propriedades mecânicas dos Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais e dos Cimentos de ionómeros de Vidro Reforçados por Resina. (Brien,2006).....	22
<b>Tabela 2.</b> Classificação dos Cimentos de Ionómero de Vidro. Adaptado de Davidson, 2002.....	23
<b>Tabela 3.</b> Tabela dos parâmetros da <i>Chewing Simulator</i> correspondentes a um ano de envelhecimento artificial, adaptado de Mehl et al., 2007.....	29
<b>Tabela 4.</b> Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 inicial dos discos de Ketac Molar e respetiva média de cada disco. ....	41
<b>Tabela 5.</b> Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 final dos discos de Ketac Molar e respetiva média de cada disco. ....	42
<b>Tabela 6.</b> Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 inicial dos discos de Equia Fil e respetiva média de cada disco.....	42
<b>Tabela 7.</b> Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 final dos discos de Equia Fil e respetiva média de cada disco.....	43
<b>Tabela 8.</b> Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 inicial dos discos de Photac Fil e respetiva média de cada disco.....	43
<b>Tabela 9.</b> Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 final dos discos de Photac Fil e respetiva média de cada disco.....	44

**Tabela 10.** Tabela com as médias da microdureza Vickers antes e após envelhecimento artificial de cada grupo de materiais. .... 45

**Tabela 11.** Teste de Tamhane. .... 46

## **Índice de gráficos**

<b>Gráfico 1.</b> Gráfico das médias da microdureza Vickers antes e após envelhecimento artificial de cada grupo de materiais.....	42
--	----

## Lista de abreviaturas

---

ADA	<i>American Dental Association</i>
CIV	Cimento de ionómero de vidro
CIVAV	Cimento de ionómero de vidro de alta viscosidade
CIVC	Cimento de ionómero de vidro convencional
CIVMR	Cimento de ionómero de vidro modificado por resina
FDA	<i>Federal Drug Administration</i>
HEMA	Hidroxietil-metacrilato
HZ	Hertz
ISSO	<i>International Organization for Standardization</i>
N	Newton
NHV3	Microdureza Vickers
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
TRA	Tratamento restaurador atraumático

---





## **I. Introdução**

Hoje em dia, os requisitos para um material restaurador ideal devem incluir a adesão às estruturas do dente (esmalte e dentina) e a capacidade de suportar traumas nomeadamente da função mastigatória. Além disso, a capacidade anticariogénica é também desejável como característica incorporante destes materiais (Mickenautsch, Mount, & Yengopal, 2011), sendo que devem restabelecer as funções das estruturas dentárias perdidas (Fragan et al., 2011).

Os cimentos de ionómero de vidro surgiram em 1969 e foram introduzidos no Mercado no início da década de 70, por Wilson e Kent (Croll & Nicholson, 2002).

Em comparação com outros materiais restauradores, os cimentos de ionómero de vidro são considerados eleitos em Dentisteria na área de Odontopediatria (Joel H Berg, 2002) por serem materiais com características atrativas como: adesão química ao esmalte e dentina mesmo em situações de mínima remoção de tecido dentário, libertação contínua de flúor (tendo ação cariostática), boa biocompatibilidade, cor semelhante à do dente (Qvist, Manscher, & Teglers, 2004) e baixa toxicidade (Lohbauer, 2010).

No entanto, os cimentos de ionómero de vidro (CIV) apresentam desvantagens, como sensibilidade à humidade e baixa resistência mecânica à fratura e ao desgaste (Narsimha, 2011).

Desde que começaram a ser utilizados, a composição dos cimentos de ionómero de vidro tem sido modificada de forma a melhorar as suas propriedades mecânicas, resultando numa grande variedade de cimentos de ionómero de vidro disponíveis no Mercado hoje em dia (S Al-Angari et al., 2014).

Um exemplo disso, foi a introdução dos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR) nos anos 80, que veio como a solução que procurava resolver os problemas ligados aos CIV convencionais (S. K. Sidhu, 2011).

Também os cimentos de ionómero de vidro modificados por metal foram introduzidos nos anos 70 e traziam como novidade a adição de amálgama com liga de prata na sua constituição, de forma a aumentar a força física do cimento.

Os cimentos de ionómero de vidro modificados por metal podem ser aplicados em casos de classe I em dentes decíduos ou como material de obturação retrógrada (Bala, Arisu, Yikilgan, Arslan, & Gullu, 2012).

Os tipos comerciais de cimento de ionómero de vidro, enquanto materiais restauradores, têm sido divididos nas seguintes categorias mais comuns: CIV Convencionais, CIV modificados por Resina e CIV modificado por Metal. Dentro dos CIV convencionais, existem também os cimentos de ionómero de vidro de alta viscosidade que surgiram no mercado de forma a melhorar as propriedades mecânicas e físicas dos CIVC tornando este cimento mais apto a ser usado enquanto material de restauração no Tratamento Restaurador Atraumático (Anusavise, 2003).

Em geral, os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina têm sido referidos como detentores de melhores propriedades mecânicas comparativamente aos CIV convencionais, apesar das diferenças de marca para marca (Xie, Brantley, Culbertson, & Wang, 2000).

As propriedades mecânicas mais usadas para caracterizar os vários tipos de CIV são, entre outras, Resistência à compressão, Resistência à flexão e a Microdureza (Vickers ou Knoop) (Xie et al., 2000).

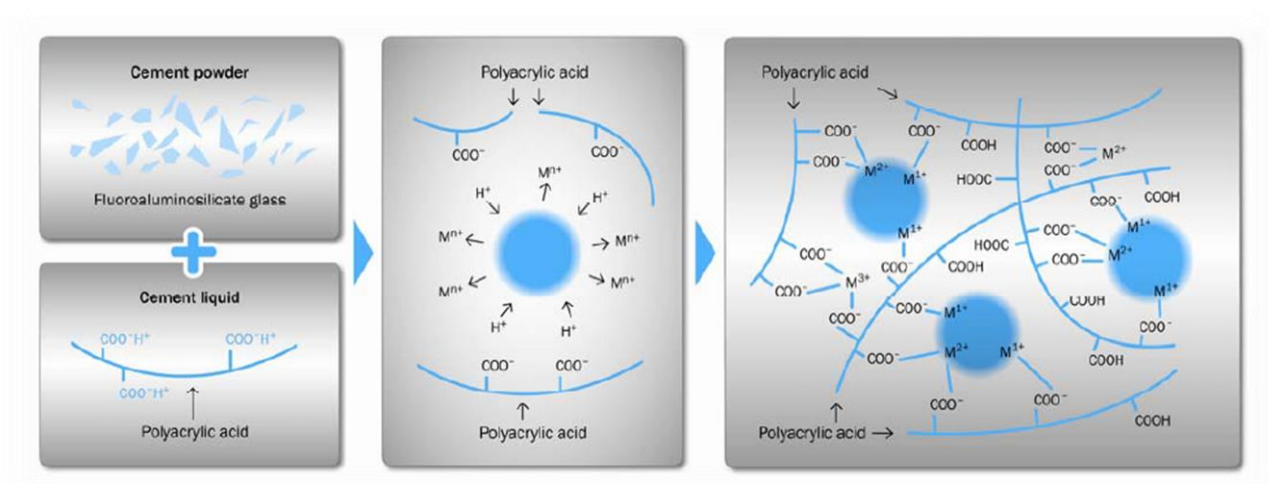
Assim, o presente projeto de investigação tem como objetivos: comparar a microdureza Vickers inicial de um cimento de ionómero de vidro convencional de alta viscosidade (Ketac Molar 3M), de uma modificação de um cimento de ionómero de vidro convencional de alta viscosidade (Sistema Equia GC) e de um cimento de ionómero de vidro modificado por resina (Photac Fil 3M), sendo assim possível ver se existe diferença entre marcas e entre os grupos de CIVs relativamente a esta propriedade mecânica; submeter os CIV (Ketac Molar 3M, Photac Fil 3M e Equia GC) a um envelhecimento com a *Chewing Simulator*, comparando novamente a microdureza Vickers no final do envelhecimento artificial, sendo o *Chewing Simulator* um teste In Vitro que replica as condições fisiológicas da mastigação humana tanto quanto possível (Steiner, Mitsias, Ludwig, & Kern, 2009).

## 1. Cimentos de ionómero de vidro convencionais

São vários os materiais de restaurações disponíveis hoje em dia para o uso clínico dos Médicos Dentistas, sendo que cada um tem uma constituição e propriedades diferentes, tendo portanto aplicações específicas de acordo com as suas características. Um exemplo são os cimentos de ionómero de vidro (CIV) que são considerados os materiais de restauração mais seguros e por isso úteis nas mais variadas situações clínicas (Davidson, 2006).

### 1.1 Constituição do cimento de ionómero de vidro convencional

Os cimentos de ionómero de vidro convencionais (CIVC) apresentam na sua constituição uma porção aquosa, Ácido Poliacrílico, que reage com um pó, Fluoroaluminossilicato de Vidro. A composição do Vidro (Pó) é concebida de forma a conseguir ser degradável por ácidos relativamente fracos, a fim de formar um cimento (Lohbauer, 2010).



**Figura 1.** Esquema representativo da reação de Endurecimento de um Cimento Ionómero de Vidro Convencionall. (Lohbauer, 2010).

Nos primeiros CIV, o líquido era uma solução aquosa de 50% de Ácido Poliacrílico que apenas se convertia em gel alguns meses depois, devido à presença de ligações de hidrogénio intermoleculares. Através da adição de um copolímero de ácido maleico ou de ácido acrílico ao líquido esta situação conseguiu ser ultrapassada (Khoroushi & Keshani, 2013).

Em 1972, também Wilson e seus Colaboradores mostraram que a incorporação de ácido tartárico melhorava as propriedades de manipulação dos CIV bem como o seu tempo de trabalho (Khoroushi & Keshani, 2013).

Já o pó, Fluoramino Silicato de Vidro, tem também outros constituintes, entre eles o Dióxido de silício, Óxido de alumínio, Fluoreto de cálcio, Hexafluoraluminato de sódio, Fluoreto de alumínio e Fosfato de alumínio (Craig, J.M.Powers, & Wataha., 2012).

A preza deste material envolve as seguintes etapas: primeiro, a decomposição do pó, pelo ataque do ácido, havendo libertação de catiões de cálcio e alumínio (Kleverlaan, van Duinen, & Feilzer, 2004). Depois a formação do gel, havendo nesta etapa um aumento da viscosidade do cimento. Segue-se o endurecimento do material, pela formação de ligações cruzadas nas cadeias do polímero, resultante da libertação de catiões metálicos. Por último ocorre a Maturação do Material, em que as forças de ligação continuam a aumentar, sendo que grande parte da força é alcançada após 24 horas, mas este aumento persiste por meses, havendo também o aumento do Módulo de Young, como resultado da continuação da difusão dos catiões metálicos (Khoroushi & Keshani, 2013). Por outras palavras, a preza inicial ocorre 10 minutos após a mistura do pó e do líquido e o resto da preza e maturação do material vai ocorrendo lentamente através da continuação da reação ácido-base (Kleverlaan et al., 2004)(Berzins, Abey, Costache, Wilkie, & Roberts, 2010).

A água tem um papel fundamental para a formação dos cimentos de ionómero de vidro, sendo que a reação entre os seus componentes apenas se dá num meio aquoso, de forma a que possa ocorrer uma reação ácido-base (J H Berg, 1998). No entanto, se existir muita água, os iões metálicos ficam diluídos e o resultado é uma restauração opaca, frágil e sem dureza (Craig et al., 1989).

Na constituição deste material dentário também se pode encontrar lantânio, estrôncio, bário ou óxido de zinco, que são os elementos que promovem a radiopacidade do cimento (Anusavise, 2003).

Os cimentos de ionómero de vidro aderem quimicamente ao esmalte e à dentina durante a tomada de preza, sendo que esta adesão ocorre pela interação iônica entre os íons de fosfato e o cálcio da superfície da dentina e do esmalte, sendo a adesão mais eficaz depois de um condicionamento ácido à superfície, desde que o condicionamento não remova uma quantidade excessiva de íons de cálcio (Greig, 2012).

Além dos CIVCs, existem também os cimentos de ionómero de vidro de alta viscosidade (CIVAV), que na sua constituição, comparativamente aos convencionais, contêm partículas mais pequenas de vidro e um rácio Pó/Líquido maior, tornando o ionómero de vidro mais resistente à compressão (Anusavise, 2003). Sendo um material detentor de melhores propriedades físicas, os CIVAV tornam-se adequados a utilizar como material de restauração em situações de maior stress oclusal (Hu, Li, Smales, & Yip, 2002).

Os cimentos de ionómero de vidro de alta viscosidade foram desenvolvidos com o intuito de se utilizarem como materiais de restauração em tratamento restaurador atraumático (TRA), sendo que a composição destes CIV os tornava mais resistentes à abrasão e com maior força à flexão. Em 2006, Yilaz et al, (Yilmaz, Eyuboglu, Kocogullari, & Belduz, 2006) mencionaram vários estudos referentes aos CIVAV, como Lo et. al que na sua investigação verificaram que o uso de CIVAV no TRA, após um ano, tinha sucesso de 92% e 75% em classe I e classe II respectivamente. Já Frankenberger et. al. recomendaram a utilização deste tipo de CIV para restaurações classe I e II em molares decíduos pelas suas boas propriedades físicas.

## **1.2 Vantagens Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais**

Segundo a definição, “Smart Materials” são materiais que conseguem mudar o seu comportamento em resposta a diferentes estímulos, como o stress, calor, humidade ou pH. Este tipo de materiais surgiu pela primeira vez nos CIVs, sendo que são materiais com boa estabilidade dimensional quando a humidade é elevada e têm resistência à microinfiltração (Khoroushi & Keshani, 2013).

Outras vantagens deste tipo de material são a sua boa adesão química ao esmalte e à dentina, a libertação de flúor sendo detentores de ação cariostática, além de boa biocompatibilidade com os tecidos dentários (Qvist et al., 2004; Farrugia & Camilleri,

2015) por ter uma reação de preza pouco exotérmica e neutralização rápida (Nicholson & Czarnecka, 2008). Além disso são materiais de fácil uso e trabalho (Brien, 2009).

### **1.3 Desvantagens Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais**

Os CIVCs também têm desvantagens como a dificuldade em polir, o facto de terem susceptibilidade à desidratação e à contaminação em ambientes húmidos durante a preza inicial, (S Al-Angari et al., 2014) bem como fraca resistência à fratura e resistência à flexão (Qvist et al., 2004).

Também podem ser apontadas como desvantagens o facto de ser um material com tempo de preza relativamente lento, ter falta de translucidez e ter potencial de coloração e descoloração (Brien, 2009).

Enquanto materiais de restauração, os cimentos de ionómero de vidro não são tão estéticos como as resinas compostas e mostram menor resistência ao desgaste comparativamente com estas últimas. No entanto, por terem uma técnica mais fácil podem ser aplicados de várias formas com maior sucesso do que as resinas (Davidson, 2006).

### **1.4 Indicações Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais**

Os CIVs estão indicados em restaurações Classe I, II, III e V em dentes decíduos bem como em classe III e V em dentes definitivos (Frencken & Holmgren, 2014). Outra aplicação deste material é a utilização no Tratamento Restaurador Atraumático (S Al-Angari et al., 2014; Lile et al., 2014).

Os CIVs podem ser usados em pacientes com grande incidência de cáries e tem bons resultados como material restaurador em lesões cervicais causadas por abrasão e erosão (Brien, 2009).

### **1. 5 Protetores de superfície dos Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais**

Muitos autores referem os protetores de superfície (coats) como sendo extremamente importantes no caso dos CIVCs, no sentido em que são capazes de evitar variações de água durante a tomada de preza, visto que os cimentos são muito sensíveis às condições de humidade nas primeiras 24h. Assim, uma proteção da superfície permitiria aos CIVC maior estabilidade dimensional, melhor adesão, maior resistência e ausência de cracks.

Uma proteção da superfície nestes materiais permitiria que não houvesse perda de translucidez da restauração nem perda de íons de cálcio e alumínio (Brito, Velasco, Bonini, Imparato, & Raggio, 2010).

Assim, várias alterações têm surgido no mercado, com o objetivo de tentar melhorar as propriedades físicas e mecânicas dos CIV já existentes, incluindo dos CIVCs. Recentemente, foi introduzido o G-Coat Plus (GC Co, Toquio, Japão). O G-Coat Plus ou Equia Coat é uma resina nanoparticulada, de baixa viscosidade, com base de metil metacrilato, fotopolimerizável, que se aplica e adere quimicamente às restaurações com CIVC. O principal objetivo deste coating é então proteger a restauração com CIV da contaminação com água durante a primeira fase de polimerização do material, aumentando a sua resistência e dureza (Diem, Tyas, Ngo, Phuong, & Khanh, 2014).

## **2.Cimentos de Ionómero de Vidro Modificados por Resina**

No final dos anos 80 foram produzidos os primeiros CIVMR (Qvist et al., 2004). Previamente já se tinha tentado desenvolver este tipo de alteração nos CIVC, em que colaboradores limitaram-se a misturar um Ionómero de Vidro Convencional e uma Resina já presentes no mercado num só material. Essa experiência mostrou que o material resultante não tinha propriedades clínicas aceitáveis mas, por outro lado mostrou que era possível combinar uma reação ácido-base e uma reação física (a polimerização da resina) num único material (McCabe, 1998).

### **2.1 Constituição dos Cimentos de Ionómero de Vidro Modificados por Resina**

Os CIVMR surgiram da adição de Metacrilato ao Ácido Poliacrílico. A grande diferença na sua constituição em relação aos cimentos de Ionómero de Vidro convencionais é que, além da reação ácido-base, também sofrem polimerização (Khoroushi & Keshani, 2013), pela incorporação de pequenas quantidades de monómeros e de iniciadores necessários para a reação de polimerização (Sharanbir K. Sidhu, 2010). Os iniciadores são geralmente fotosensíveis, pelo que a maioria dos Cimentos de Ionómero de Vidro são fotopolimerizáveis (Nicholson & Czarnecka, 2008) apesar de também haver CIVRM autopolimerizáveis (Craig et al., 1989). Assim, nos CIVMR há dois tipos de adesão às estruturas dentárias: adesão iónica e adesão da camada hídrida (Craig et al., 1989).

A presença de monómeros e a sua polimerização, como é o caso do hidroxietilmetacrilato (HEMA) na constituição dos CIVMR modifica a reação ácido-base típica dos CIVC mas contribui para melhorar algumas propriedades físicas do CIVMR. (Khoroushi & Keshani, 2013). A quantidade de Monómeros presentes nos Cimentos de Ionómero de Vidro modificados por Resina representa 4 a 6% da sua constituição total (Hübel & Mejàre, 2003).

A tabela 1. mostra algumas das propriedades físicas (força à flexão (MPa), módulo de flexão (GPa), força compressiva (MPa) e força à tração (MPa)) que se alteraram dos CIVC para os CIVMR, onde se pode concluir que a adição de resina aos cimentos de ionómero de vidro melhora a sua força à flexão e a força à tração mas o módulo de flexão e a força compressiva não beneficiam desta adição.

**Tabela 1.** Propriedades mecânicas dos Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais e dos Cimentos de ionómeros de Vidro Reforçados por Resina. (Brien, 2009).

	Glass ionomers	Resin-modified glass ionomers
Flexural strength (MPa)	25	35-70
Flexural modulus (GPa)	8	4
Compressive strength (MPa)	180-200	170-200
Diametral tensile strength (MPa)	22-25	35-40

A tabela 2. apresentada seguidamente mostra as principais diferenças na constituição e tomada de preza entre os Cimentos de Ionómero de Vidro convencionais e os Cimentos de Ionómero de Vidro modificados por Resina, esquematizando o que foi descrito anteriormente na constituição dos dois tipos de CIVs.



**Tabela 2.** Constituição e reação de preza dos cimentos de Ionómero de Vidro. Adaptado de Davidson, 2006,

<b>Material</b>	<b>Composição Básica</b>	<b>Reação de polimerização</b>	<b>Estrutura do material resultante (após polimerização)</b>
<b>Cimento de ionómero de vidro convencional</b>	<b>Pó:</b> fluorsilicato de vidro  <b>Líquido:</b> ácido poliacrílico, água e ácido carboxílico	Reação ácido-base.	Pó de fluoramino silicato de vidro;  Sal poliácido.
<b>Cimento de ionómero de vidro modificado por resina</b>	<b>Pó:</b> fluorsilicato de vidro  <b>Líquido:</b> ácido poliacrílico, metacrilato solúvel em água (HEMA) e catalisador.	Reação ácido-base; polimerização.	Pó de fluoraminio silicato de vidro;  Sal de ácido polímero;  Polímero de metacrilato.

## 2.2 Vantagens Cimentos de Ionómero de Vidro Modificados por Resina

Os CIVMR introduzem melhorias em relação a algumas propriedades dos CIVC, além de continuarem a beneficiar das grandes vantagens do mesmo, vantagens como a boa adesão e a libertação de flúor. (Qvist et al., 2004; Sharanbir K. Sidhu, 2010) No entanto, a libertação de iões é em quantidade inferior (Khoroushi & Keshani, 2013).

Os CIVMR, além dos iões de flúor, continuam a ter a libertação de outros iões como Sódio, Cálcio, Estrôncio, Alumínio, Fósforo e Silício, como acontecia nos Cimentos de Ionómero de Vidro Convencionais, mas também com uma diminuição da libertação de iões de Fósforo (Nicholson & Czarnecka, 2008) .

Sidhu em 2010, afirmou que "O sucesso, ou não, de um material é dado pela sua longevidade no ambiente oral" (Sharanbir K. Sidhu, 2010). Algumas vantagens dos CIVMR são o aumento do tempo de trabalho, melhor resistência à fratura inicial e menor sensibilidade à humidade, resultando em restaurações mais duradouras comparativamente aos CIVC. (Hübel & Mejäre, 2003; Sharanbir K. Sidhu, 2010; Croll, 2013).

Este material continua a ter ação protetora dos CIVC (Fano, Fano, Ma, Wang, & Zhu, 2004; Cabral, Martinho, Guedes-neto, Rebelo, & Pontes, 2015) e apresenta como melhoria uma estética mais aceitável e translucidez em comparação com os CIV convencionais (Lohbauer, 2010).

Além disso, os CIVMR têm a vantagem clínica de terem um tempo de trabalho e manipulação maior quando comparados aos CIVC (Yelamanchili & Darvell, 2008).

### **2.3 Desvantagens Cimentos de Ionómero de Vidro Modificados por Resina**

O facto de o monómero HEMA ser um dos constituintes deste tipo de material, traz dúvidas em relação à biocompatibilidade dos CIVMR. Quer polimerizado ou não polimerizado, este monómero é liberto, e uma vez na polpa pode levar a efeitos biológicos indesejáveis, como reações alérgicas ou uma inflamação persistente. No entanto, ainda não foi reportado a utilização de CIVMR como tendo efeitos citotóxicos (Nicholson & Czarnecka, 2008).

Os CIVMR apresentam como desvantagens, como a contração de polimerização e a instabilidade dimensional em meio aquoso (Kleverlaan et al., 2004; Upadhy P & Kishore, 2005).

### **2.4 Indicações Cimentos de ionómero de vidro modificados por resina**

Os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina estão no mercado há cerca de 25 anos, e hoje em dia podem ser aplicados em variadas situações clínicas, como material restaurador ou como selante de fossas e fissuras, principalmente em dentição decídua (Sharanbir K. Sidhu, 2010; Sengul & Gurbuz, 2015). Podem ser usados na técnica de tratamento restaurativo atraumático (Kishore, 2005) e o facto de ter uma polimerização rápida torna este material atrativo em doentes pediátricos (Lohbauer, 2010).

Além disso pode ser usado como cimento, cuja força é suficiente para cimentar mantedores de espaço, bandas ortodônticas ou mesmo coroas de aço inoxidável e ainda tem uma aplicação muito popular enquanto protetor pulpar, que evita sensibilidade pós-operatória e a contaminação por bactérias quando colocado antes da resina composta em restaurações diretas, tendo uma ação antimicrobiana (Lohbauer, 2010).

Os cimentos de ionómero de vidro estão disponíveis em diferentes formatos, quer no formato líquido + pó, que tem de ser misturado manualmente segundo as indicações do

fabricante, ou em cápsulas, o que proporciona uma mistura mais fácil e com medidas mais precisas dos componentes do material (J H Berg, 1998).

### **3. Propriedades Mecânicas dos Materiais - Microdureza**

A Dureza de um material pode ser definida como a resistência do mesmo ao corte e à penetração (Yap, Cheang, & Chay, 2002; Silva, Zuanon, Esberard, Candido, & Machado, 2007) e é medida como a força por unidade de penetração (Greig, 2012).

Esta propriedade é um parâmetro muito utilizado para avaliar a resistência de um material à deformação. Embora não seja um parâmetro intrínseco do material, é o resultado de um procedimento definido de medição, onde se mede a profundidade ou a superfície de uma reentrância deixada por um penetrador de uma forma específica, com uma força pré-definida aplicada por um tempo igualmente específico (Wang, D'Alpino, Lopes, & Pereira, 2003), sendo o resultado a deformação plástica e elástica da superfície (Kanchanavasita, Anstice, & Pearson, 1998). As cargas de penetração variam entre 0,5 N a 30 kN (Greig, 2012).

A indentação produzida na superfície de um material pela força aplicada por uma 'ponta afiada' ou por uma partícula abrasiva deriva de uma interação entre várias propriedades. De entre as propriedades que estão relacionadas com a dureza do material estão a força compressiva, o limite de proporcionalidade e a ductilidade (Anusavise, 2003). Quanto mais elevado for o valor da dureza do material, maior será a resistência deste à indentação (Macchi, 2007).

Os testes de Dureza estão incluídos nas várias especificações desenvolvidas pela *American Dental Association* (ADA) para os materiais dentários e estão estandardizados pela *International Organization for Standardization* (ISO) (Anusavise, 2003). Enquanto parâmetro de avaliação, este teste tem sido considerado um forte indicador para antecipar o comportamento clínico de materiais de restauração, além de poder dar a conhecer o tipo de interação entre o material e o meio oral (Zanata et al., 2011). Pode também ajudar a medir a extensão da tomada de preza dos materiais (Kanchanavasita et al., 1998) e é muito usado para avaliar os materiais quando aplicados em localizações predispostas ao stress oclusal (Zanata et al., 2011). Os materiais de restauração usados em Dentisteria devem ter um tempo de vida prolongado no meio oral, sendo que a Microdureza de um material pode ser considerada um

indicador indireto da resistência que o material tem ao desgaste na cavidade oral, estando relacionado com a resistência à força de compressão e resistência à abrasão (Okada, Tosaki, Hirota, & Hume, 2001).

Os principais testes utilizados que expressam a dureza de um material são: teste Vickers, teste Knoop, teste Brinell e teste Rockwell (Wang et al., 2003), sendo que a escolha do teste a utilizar deve depender do tipo de material (Anusavise, 2003).

O teste Brinell é o teste mais antigo e tem-se aplicado para determinar a dureza de metais, sendo o mais usado para materiais metálicos usados em Dentisteria. Neste teste é medido o diâmetro da indentação deixada no material pelo penetrador que tem forma redonda. O teste Rockwell é semelhante ao descrito anteriormente, mas tem uma forma cônica e em vez de medir o diâmetro mede a profundidade da indentação diretamente por um calibrador do instrumento, podendo ser aplicado na determinação da dureza de materiais frágeis. Tanto o teste Knoop como o teste Vickers são classificados como testes de microdureza e o seu penetrador tem forma piramidal enquanto os testes Brinell e Rockwell são testes de macrodureza (Anusavise, 2003; Noort, 2007).

O teste de microdureza Vickers consiste na indentação de um material com um penetrador sob a forma de uma pirâmide de base quadrada e um ângulo de 136 graus entre as faces opostas submetidas a uma carga de 10 a 1200 N. A carga é aplicada durante 5 a 15 segundos. As duas diagonais da penetração deixadas na superfície do material após a remoção da carga são medidas e a área da superfície de penetração é calculada (Wang et al., 2003).

O teste da microdureza Vickers é bastante usado uma vez que precisa apenas de uma quantidade pequena de amostra do material a ser testado, os resultados são obtidos em pouco tempo, tem um custo mínimo (Quinn, 2007) e pode ser usado para medir tanto a dureza de materiais frágeis como muito duros, sendo também utilizado para avaliar a dureza das estruturas dentárias (Anusavise, 2003).

Já foram vários os investigadores que nos seus estudos compararam vários materiais em relação a esta propriedade mecânica. Entre eles, um estudo de 2013, que comparava a microdureza de vários ionómeros de vidro, nomeadamente um CIVC e um CIVMR, que mostrou que o CIV convencional apresentava resultados de microdureza mais elevados que o CIVMR, mas o cimento de ionómero de vidro reforçado por resina era o que apresentava valores mais elevados de tenacidade à fratura (S Al-Angari et al., 2014).

Outro estudo, em 2014, também comparativo de propriedades mecânicas dos cimentos de ionómero de vidro, notou que os CIVMR geralmente têm uma força coesiva mais elevada mas uma microdureza mais baixa quando comparados com Cimentos de ionómero de vidro convencionais (Perondi, Oliveira, Cassoni, Reis, & Rodrigues, 2014).

Em 2010 outro estudo afirmou que, apesar da boa atuação clínica dos CIVMR, estes pareciam não beneficiar da adição dos monómeros na sua constituição no que diz respeito aos valores de microdureza, que se apresentavam mais baixos em comparação com os CIVC. No entanto, em termos de condições macromecânicas, os CIVMR revelaram melhores resultados em relação aos convencionais na resistência à flexão, resistência à tração e resistência à compressão, sugerindo que a adição de monómeros e a sua polimerização melhoravam a primeira fase da presa destes materiais, tornando-os menos suscetíveis à formação de ranhuras e à desidratação (Magni, Ferrari, Hickel, & Ilie, 2010).

#### **4. Teste In Vitro Chewing Simulator**

Para avaliar aparelhos médicos, onde se incluem os materiais dentários, a *Federal Drug Administration* (FDA) e a *European Community* estabeleceram *guidelines*, onde se incluem os testes in vitro que funcionam como simuladores ao desgaste e como método de avaliação dos materiais, sendo o *Chewing Simulator* um exemplo (S. D. Heintze, 2006).

“O tipo de resistência ao desgaste por atrito condiciona a longevidade dos materiais restauradores” (Mehl, Scheibner, Ludwig, & Kern, 2007). Nos materiais dentários, quaisquer causas de desgaste, incluindo a mastigação, pode induzir defeitos de superfície ou sob a superfície dos mesmos. Segundo Rosentritt et. al, os ciclos mecânicos e os ciclos térmicos gerados pelo *Chewing Simulator* representam o teste in vitro ideal para estudos que reproduzem a função fisiológica, sendo um teste útil para estudar o comportamento dos materiais dentários no meio oral, sob condições standard (Guo et al., 2014).

Estes testes pré-clínicos do desgaste dos materiais restauradores através do *Chewing Simulator* são bastante úteis dado que os testes In Vivo muitas vezes trazem problemas éticos além de terem a desvantagem de ser testes bastante dispendiosos e que exigem muito tempo (Steiner et al., 2009). Os testes in vitro conseguem ter um controlo preciso de todas as variáveis envolvidas no teste, o que no caso do *Chewing Simulator*, vai influenciar o processo de envelhecimento dos biomateriais (Lee, He, Lyons, & Swain, 2012).

O *Chewing Simulator* é um aparelho que tem várias câmaras de teste que aplicam cargas idênticas, sendo a força produzida por dois motores que permitem o controlo pelo computador dos movimentos verticais e horizontais, movimentos estes cuja combinação origina a curva da carga mastigatória (Steiner et al., 2009) .

Segundo Heintze, estes aparelhos simuladores devem conseguir gerar forças clinicamente relevantes, ou seja, entre os 20 e os 120N, sendo esse o intervalo de força produzida pelos molares durante a mastigação nos testes in vivo ( S. D. Heintze, 2006). Se os aparelhos simuladores usarem uma força de 50N conseguem reproduzir de uma forma mais fiel o que acontece numa situação in vivo, dando um melhor prognóstico clínico dos materiais testados (Rosentritt, Siavikis, Behr, Kolbeck, & Handel, 2008).

De acordo com a literatura, o desgaste produzido por 240,000-250,000 ciclos mastigatórios na *Chewing Simulator* corresponde ao desgaste de um ano na cavidade oral e 1,200,000 ciclos correspondem a 5 anos de uso clínico do material (Mehl et al., 2007).

A *Chewing Simulator* é um aparelho de eixo duplo que combina movimentos horizontais e verticais realizados por um antagonista no material que está a ser testado. De forma a simular a mastigação de forma mais fiel, este aparelho deve ter algumas definições pré-estabelecidas com valores que na média devem encontrar –se perto dos valores demonstrados na tabela 3.:

**Tabela 3.** Tabela dos parâmetros da *Chewing Simulator* correspondentes a um ano de envelhecimento artificial, adaptado de Mehl et al., 2007.

Movimento vertical	6 mm
Velocidade de subida	55mm/s
Velocidade de descida	30 mm/s
Peso por amostra	5 kg
Movimento horizontal	0.3 mm
Velocidade para a frente	30 mm/s
Velocidade para trás	55 mm/s
Frequência/ciclo	1.3 Hz

Segundo Raabe, Alemzadeh, Harrison, & Ireland, 2009 (Raabe, Alemzadeh, Harrison, & Ireland, 2009) um aparelho in vitro que simule a mastigação deve conseguir programar valores semelhantes aos in vivo, valores esses que apontam serem: força da mastigação dos 20 aos 120N, frequência normal de mastigação de 1.2 a 1.6 Hz, movimento deslizante dos dentes de 0 a 2.5 mm e número de ciclos mastigatórios diário de 800 a 140.

A *Chewing Simulator* ao conseguir captar o comportamento de um material face ao desgaste, ajuda os clínicos e investigadores a perceberem e preverem o comportamento de um material nas situações clínicas (Mehl et al., 2007) .



## **II. Materiais e Métodos**

### **Objetivos do estudo**

O presente projeto de investigação tem como objetivos:

- Comparar a microdureza Vickers de um Cimento de Ionómero de Vidro convencional de alta viscosidade (Ketac Molar 3M), de uma modificação de um CIV convencional de alta viscosidade (Sistema Equia) e de um Cimento Ionómero de Vidro modificado por resina (Photac Fil 3M) antes do envelhecimento;
- Submeter os Cimentos de Ionómero de Vidro (Ketac Molar 3M, Photac Fil 3M e Sistema Equia) a um envelhecimento com a Chewing Simulator, comparando novamente a microdureza Vickers no final do envelhecimento artificial;

### **Hipóteses do estudo**

**Hipótese Nula:** Não há diferenças na microdureza Vickers entre os diferentes Cimentos de Ionómero de Vidro antes do envelhecimento artificial.

**Hipótese Alternativa:** Há diferenças na microdureza Vickers entre os diferentes Cimentos de Ionómero de Vidro antes do envelhecimento artificial.

**Hipótese Nula:** Não há alterações na microdureza entre os diferentes Cimentos Ionómero de Vidro após submetidos ao envelhecimento.

**Hipótese Alternativa:** Há alterações na microdureza entre os diferentes Cimentos Ionómero de Vidro após submetidos ao envelhecimento.

## Materiais

Para esta investigação foram utilizados três tipos de cimento de ionómero de vidro distintos, sendo que a confecção das amostras destes materiais foi realizada segundo as instruções do fabricante. Os materiais empregues neste projeto foram para a confecção de 45 amostras (15 discos de cada material), para a leitura da sua microdureza Vickers e para o envelhecimento artificial dos cimentos de ionómero de vidro em estudo.

- Espátula reta (Asa Dental – Bozzano, Italy)
- Espátula angulada (Asa Dental – Bozzano, Italy)
- Placa de vidro de mistura
- Papel de acetato
- Matriz metálica, com cinco orifícios em forma de disco com 10mm de diâmetro de espessura (ISO 4049:2009)
- Fotopolimerizador “Optilux 501” (Kerr – Middleton, USA)
- Compressas
- Radiômetro “Model 100 Curing Radiometer” (Demetron Research Corporation– Danbury, USA)
- Resina acrílica metil-metacilato (Vertex - Dental B. V. – Zeist, Holanda) Lote XY105L12
- Água destilada a 36°C
- Papel absorvente
- Ativador de Cimento ionómero de vidro (3M ESPE – Minnesota, USA)
- Vibrador
- Aplicador de ionómero de vidro (3M ESPE – Minnesota, USA)
- Microdurometro digital Vickers HSV-30 (Shimadzu Corporation - Kyoto, Japan)
- *Chewing Simulator* (SD Mechatronic GmbH, Feldkirchen, Westerham, Germany)
- Ketac Molar A2 (3M ESPE – Minnesota, USA); Relação pó/líquido de 3,4:1; Constituição do líquido: 75% de ácido poliacarboxílico; Constituição do pó: 25% de ácido poliacarboxílico, partículas de vidro muito finas e radiopacas

(alumínio, cálcio, lantânio e fluorsilicato de vidro); 90% das partículas apresentam tamanho inferior a  $9\mu\text{m}$  e 10% inferior a  $1\mu\text{m}$ .



**Figura 2.** Cápsula de Ketac Molar.

- Photac Fil A2 (3M ESPE – Minnesota, USA); Constituição do líquido: Monómeros e oligómeros compatíveis como ionômero de vidro, Ácido poliacrílico e maleico, Estabilizadores (agentes quelantes e iões captadores de radicais), Água e Canforoquinona; Constituição do pó: Partículas de vidro radiopacas (sódio, cálcio, alumínio, lantânio e fluorsilicato de vidro).



**Figura 3.** Cápsula de Photac Fil.

- Equia Fil GC (Tokyo, Japan). Relação pó/líquido:4:1,2; Pó: 95% estrôncio e silicato-fluoroalumino, 5% ácido poliacrílico. Líquido: 40% ácido poliacrílico aquoso. Equia Coat: coating resinoso nanoparticulado de baixa viscosidade: 50% metacrilato de metilo, 0.09% canforoquinona.



**Figura 4.** Cápsula de Equia Fil.

## Método

### i. Confeção das amostras.

Foram realizadas as amostras dos três tipos de material utilizando uma matriz metálica de 10mm de diâmetro e 2mm de espessura (ISO 4049:2009). Para conseguir uma superfície lisa, colocou-se uma placa de vidro por baixo da matriz metálica e entre a matriz e os materiais restauradores entrepôs-se uma folha de acetato. Todos os materiais foram preparados segundo as instruções do fabricante e confeccionaram-se 15 amostras de cada material. Produziram-se, no total, 45 discos subdivididos em 3 grupos: 15 discos de Ketac Molar, 15 discos de Photac Fil e 15 discos de Equia Fil.



**Figura 5.** Matriz metálica usada para a confeção de amostras.

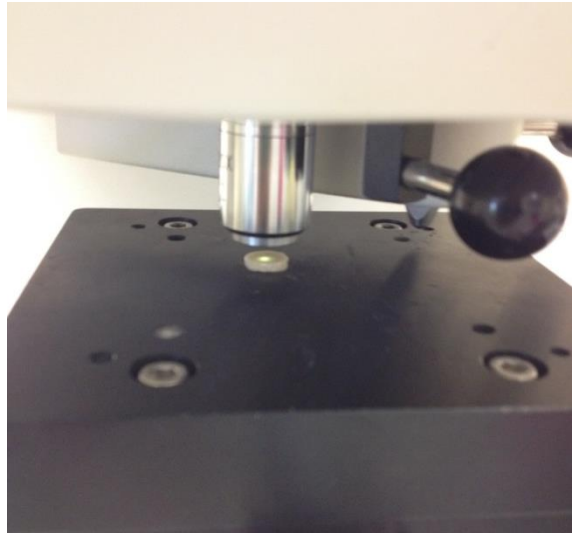
Os discos foram armazenados em água destilada a 37°, durante 24h, em ambiente escuro, tendo sido posteriormente iniciadas as leituras de Microdureza Vickers inicial de todos os discos.

### ii. Medições iniciais da Microdureza Vickers.

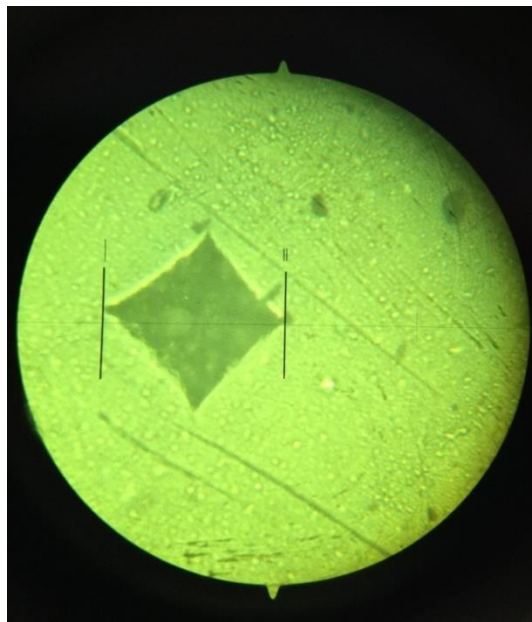
As indentações Vickers foram realizadas na superfície polida das amostras, cada indentação durante 5 segundos, com 29,42 N de força. Realizaram-se 5 indentações em cada amostra, para se obter uma média final de cada disco. Foram feitas, no total, 225 medições Vickers.

Os resultados foram obtidos na medida Vickers Microhardness (NHV3).

As medidas de microdureza Vickers têm um valor mais elevado quanto mais elevada for a dureza da superfície do material (Silva et al., 2007).



**Figura 6.** Medição da microdureza Vickers numa das amostras preparadas.



**Figura 7.** Imagem obtida no microscópio da máquina Vickers após indentação de uma das amostras.

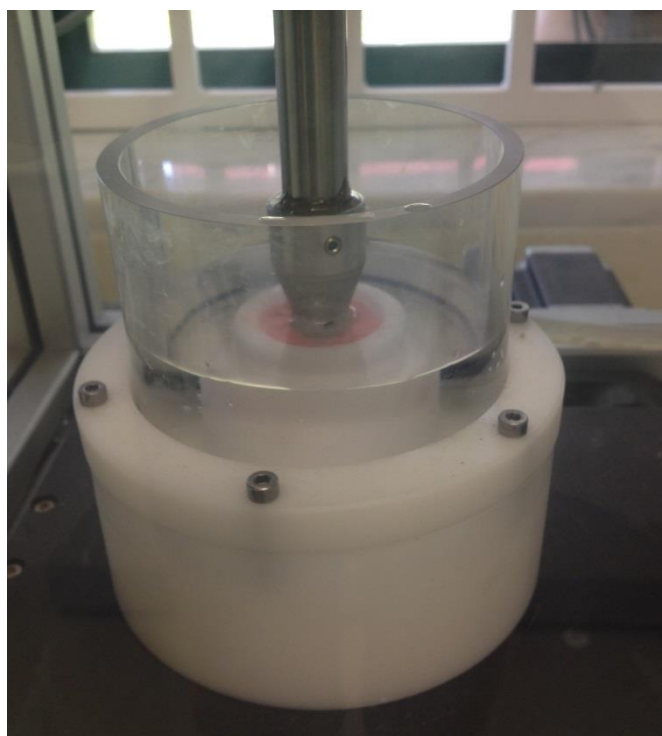
Após as leituras da Microdureza Vickers Inicial de cada amostra, passou-se ao envelhecimento artificial das mesmas, recorrendo ao *Chewing Simulator*.

iii. Envelhecimento Artificial – *Chewing Simulator*.

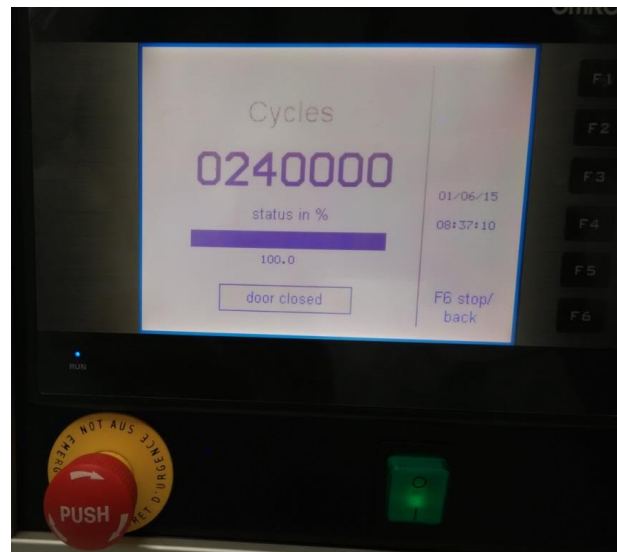
Nas câmaras do *Chewing Simulator* a força aplicada a cada amostra foi de 50N, com uma frequência de 1,5 Hz, velocidade de descida 40mm/s e um movimento lateral definido de 0,7mm a 20 mm/s.

Foram realizados 240000 ciclos, correspondente a um ano in vivo.

Durante o envelhecimento artificial foi colocada água destilada a 37° nas câmaras da *Chewing Simulator* de forma a simular a temperatura da cavidade oral e para remover as partículas resultantes do desgaste da superfície das amostras.



**Figura 8.** Imagem de uma das câmaras da *Chewing Simulator* com água destilada a 37° durante o envelhecimento artificial de uma das amostras.



**Figura 8.** Imagem obtida após envelhecimento artificial de uma das amostras, correspondente a um ano in vivo, numa das câmaras da *Chewing Simulator*.

Para evitar movimentos de oscilação das amostras durante o envelhecimento artificial, os discos foram envoltos em resina acrílica (Vertex), ficando as amostras estáveis aquando a polimerização da resina e, posteriormente, estáveis durante os ciclos na *Chewing Simulator*.

Depois dos ciclos completos, todos os discos foram limpos e secos com papel absorvente. A água destilada foi removida das câmaras da *Chewing Simulator*.



**Figura 9.** Amostras dos CIV envoltas em resina acrílica antes do envelhecimento artificial.





**Figura 10.** Amostras dos CIV após envelhecimento artificial.

iv. Medições finais da Microdureza Vickers.

Foram realizadas novas leituras da Microdureza Vickers de todas as amostras para obtenção da Microdureza Final dos materiais após 1 ano de desgaste in vitro.

Realizaram-se novamente 5 indentações em cada amostra para se obter uma média final de todos os discos dos três grupos de materiais.

### **Análise Estatística**

Para a análise estatística deste projeto foram utilizados os testes ANOVA (com correcção *Brown-Forsythe*), para comparação das médias entre os três materiais restauradores, e o teste T-Student, para comparar as médias iniciais e finais (após envelhecimento artificial) de cada um dos materiais. O tratamento estatístico foi efectuado com o SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 20.0 para *Mac*.

### III. Resultados

Nesta investigação, foram confeccionadas 15 amostras de cada um dos cimentos de ionómero de vidro em estudo onde para cada uma foi lida a microdureza Vickers, feito um envelhecimento artificial correspondente a um ano de desgaste in vivo e, por último realizada nova leitura da microdureza Vickers. Foi feita uma análise estatística com os seguintes objectivos: comparar as médias da microdureza Vickers dos três materiais antes do envelhecimento artificial; determinar como se registava a microdureza de cada cimento de ionómero de vidro após o envelhecimento artificial e concluir como varia a microdureza de cada material nas duas leituras realizadas.

As tabelas seguintes (tabelas 4, 5, 6, 7, 8 e 9) representam os valores obtidos na Microdureza Vickers inicial e final (após envelhecimento artificial), nos três tipos de materiais estudados. Quanto maior o valor VHN3, maior a microdureza Vickers do material. Foram realizadas 5 medições consecutivas de cada uma das amostras para obter uma média da microdureza Vickers de cada uma, dando um total de 150 medições por cada material (75 medições antes do envelhecimento artificial e 75 medições após o envelhecimento artificial):

**Tabela 4.** Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 inicial dos discos de Ketac Molar e respetiva média de cada disco.

amostra	valores	valores	valores	valores	valores	média
1	63,2	57,4	64,7	60,5	58,3	60,82
2	61	57,3	61,3	63,7	58,5	60,36
3	65,2	65,2	60	61,6	67,8	63,96
4	72,1	62,8	55,6	71,1	55,6	63,44
5	67,3	63,4	64,1	53,2	57,3	61,06
6	63,7	67,5	61,4	59,9	58,5	62,2
7	49,8	50,5	52	50	54,3	51,32
8	64,6	68,5	64	60,8	68,2	65,22
9	59,5	52,4	60,4	61,1	74,4	61,56
10	64,9	67,3	64,6	67,1	66,7	66,12
11	72,4	59,5	67,3	55,9	50,2	61,06
12	50,7	64,7	50,8	54,9	43,3	52,88
13	68,1	63,4	59,8	67,1	68,2	65,32
14	68,3	54,1	50,1	54,4	52,2	55,82
15	47,8	56,3	54,3	56,4	51,1	53,18

**Tabela 5.** Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 final dos discos de Ketac Molar e respetiva média de cada disco.

amostra	valor	valor	valor	valor	valor	média
1	42,1	50,3	51,3	54,1	54,6	50,48
2	49,4	55,6	59,4	57,9	55,1	55,48
3	57,6	49,9	51,8	57,2	61,2	55,54
4	60,9	60,1	55,1	42	44	52,42
5	49,9	50,6	54,1	47,2	50	50,36
6	43,3	45,1	48,9	51,3	60,1	49,74
7	45,3	40,8	48,9	54,8	59,7	49,9
8	55,6	48,6	63,3	53,1	68,7	57,86
9	66,8	53,9	52	53,3	62,8	57,76
10	58,5	43,3	57,1	57,8	51,8	53,7
11	58,9	62,7	56,6	57,7	65,8	60,34
12	40,9	43,7	51,4	54,7	45,4	47,22
13	52,8	62,4	61,7	54,1	59,4	58,08
14	50,8	53,6	41,7	51,5	46,1	48,74
15	48,5	50,4	45,3	54	39,3	47,5

**Tabela 6.** Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 inicial dos discos de Equia Fil e respetiva média de cada disco.

amostra	valor	valor	valor	valor	valor	média
1	79	75,9	73,9	68,4	65,8	72,6
2	61,8	68,7	66,1	51,5	60,1	61,64
3	53,1	73,5	55,3	58,3	73,1	62,66
4	57	48,5	67,1	74,2	53,3	60,02
5	77,7	64,8	53,6	75,6	69,1	68,16
6	54,7	54,5	51,8	54,3	50,5	53,16
7	57,1	54,7	54,9	54,8	58,7	56,04
8	53,1	50,5	56,7	56,7	57,7	54,94
9	51,4	50,8	52,6	55,2	60,4	54,08
10	45,1	48	45,2	57,3	49,3	48,98
11	59,7	77	78,3	67,3	74,5	71,36
12	52	53,6	51	52,6	53,9	52,62
13	57,1	56	49,6	54,6	52,9	54,04
14	61,6	58,1	53,9	53,1	60,5	57,44
15	72,9	68,3	60,7	66,4	61,1	65,88

**Tabela 7.** Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 final dos discos de Equia Fil e respetiva média de cada disco.

amostra	valor	valor	valor	valor	valor	média
1	62,7	64,2	55,1	73,9	72,4	65,66
2	61,7	64	64,4	54,3	57,3	60,34
3	59,5	62,3	63,1	60,6	66,1	62,32
4	60	56,7	51,4	57,3	61,3	57,34
5	55,9	57	54,1	57,2	61	57,04
6	53,4	43,4	35,5	52,2	51,8	47,26
7	46,9	54,5	54	51,3	47,1	45,6
8	44	37,7	56,3	52,8	49,1	47,98
9	49,5	52,4	52,8	42,1	46,1	48,58
10	43,3	43,2	36,7	53,1	51,7	50,76
11	58,7	56	49,7	57,5	49,5	54,28
12	51,2	44,5	48,1	52,5	45,1	48,28
13	49,1	47,3	50	48,2	53,8	49,68
14	53,6	51,4	60,1	52,6	52,2	53,98
15	63,5	62,2	59,6	48,6	47	56,18

**Tabela 8.** Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 inicial dos discos de Photac Fil e respetiva média de cada disco.

amostra	valor	valor	valor	valor	valor	média
1	42,8	38	41,2	40,1	40,3	40,48
2	44,4	38,2	35,6	39,5	43,5	40,24
3	48,1	43	51	47,7	40	45,96
4	40,3	40,6	40,4	43,1	39,4	40,76
5	33,8	46,2	55,2	43,2	42,6	44,2
6	44,8	42,6	40,3	50	47,1	44,96
7	37,3	41,3	35	40,1	39,4	38,62
8	34,7	40,3	36,3	34,7	38	36,8
9	42,6	40,3	47,7	50	45,5	45,22
10	50,5	52,6	46,8	50,8	50,1	50,16
11	38,9	40,1	44,1	39	40,7	40,56
12	52,4	51	50,7	48,2	48,6	50,18
13	41,6	46,3	50	41,7	48,6	45,64
14	41,7	49,8	53	42,1	48,7	47,06
15	40,6	40,4	39,5	43,2	43,1	41,36

**Tabela 9.** Tabela ilustrativa dos valores obtidos da VHN3 final dos discos de Photac Fil e respetiva média de cada disco.

amostra	valor	valor	valor	valor	valor	média
1	36,5	35,9	33,9	29,6	32,7	33,72
2	32,8	30,3	28,1	32,4	34,6	31,64
3	36,8	33,4	29	32,5	28,5	32,04
4	35,4	34,5	33,3	34	27,2	32,88
5	34,7	35,8	31,5	31,1	32,1	33,04
6	35,7	31,8	30,9	31,4	31,3	32,22
7	31,7	30,1	28,4	32,8	24,7	29,54
8	37,9	33,9	36,6	34,9	27,2	34,1
9	33,4	34,3	31,7	28,1	36,2	32,74
10	34,8	30,7	32,3	30,9	29,4	31,62
11	28,2	33,6	32,4	34,6	34,4	32,64
12	32,1	33,3	34,4	35,1	36,2	34,22
13	33,4	31,8	33,1	39,2	34	34,3
14	31,7	33,9	31,7	32,3	34,4	32,8
15	34,7	33,2	33,3	25,9	29,8	31,38

Das tabelas 4, 5, 6, 7, 8 e 9 pode-se observar que os valores de Microdureza Vickers, quer inicial quer final, foram semelhantes no Ketac Molar e no Equia Fil (média de 60,29 e 59,58 respetivamente na microdureza inicial e 53 e de 53,69 respetivamente na microdureza final). Os valores de Microdureza Vickers do Photac Fil foram os mais baixos, quer na microdureza inicial quer na final (média de 43,48 e 32,59 respetivamente) comparativamente aos outros dois materiais.

**Tabela 10.** Tabela com as médias da microdureza Vickers antes e após envelhecimento artificial de cada grupo de materiais.

		N	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança a 95%	
					Valor mais baixo	Valor mais alto
<b>Microdureza (inicial)</b>	ketac	15	60,288	4,7781	57,642	62,934
	equia	15	59,575	7,2561	55,556	63,593
	photac	15	43,48	4,0271	41,250	45,710
	total	45	54,448	9,5275	51,585	57,31
<b>Microdureza (final)</b>	ketac	15	53,008	4,2657	50,646	55,370
	equia	15	53,685	6,0510	50,334	57,036
	photac	15	32,592	1,2689	24,700	39,221
	total	45	46,706	10,7276	43,444	46,967

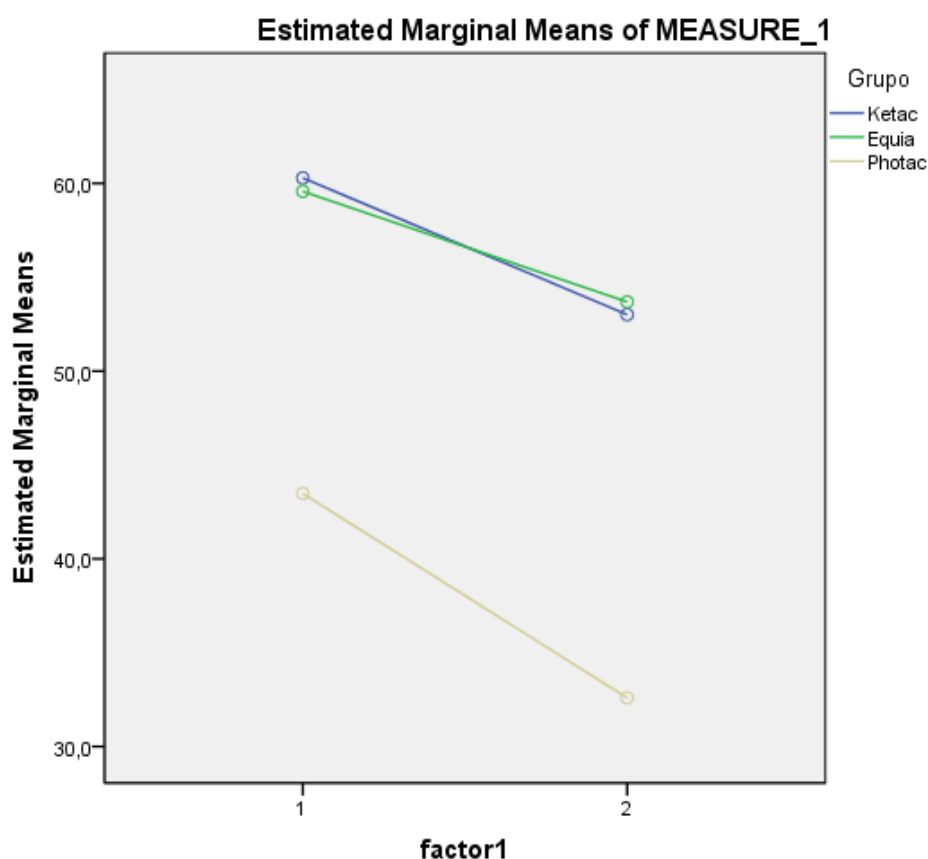
Na tabela 10 estão representados os valores das médias obtidas da microdureza Vickers iniciais e finais de cada um dos materiais, o desvio padrão e o intervalo de confiança a 95% para cada uma das médias obtidas. A hipótese de normalidade foi verificada para os três materiais mas após a realização do teste de Levene conclui-se que a hipótese de igualdade de variâncias foi rejeitada. Assim, aplicou-se o teste ANOVA com correção *Brown-Forsythe* de forma a ser possível verificar se existem diferenças significativas entre a microdureza dos três grupos.

**Tabela 11.** Teste de Tamhane.

Variável dependente	Grupo (I)	Grupo (j)	Significância
<b>Microdureza inicial</b>	ketac	Equia Photac	0,985 0,000
	equia	Ketac Photac	0,985 0,000
	photac	ketac Equia	0,000 0,000
<b>Microdureza final</b>	ketac	Equia Photac	0,979 0,000
	equia	Ketac Photac	0,979 0,000
	photac	Ketac Equia	0,000 0,000

Procedendo-se ao teste de comparações múltiplas (tabela 11) e tendo em conta que existe uma diferença significativa entre os grupos quando a significância é  $p < 0,005$ , foi possível concluir que existe uma diferença significativa entre os valores da microdureza do Photac quando comparado com os valores do Equia e do Ketac ( $p < 0,000$ ). Por sua vez, estes dois últimos grupos não apresentam valores de microdureza que difiram significativamente entre si.





**Gráfico 1.** Gráfico das médias da microdureza Vickers antes e após envelhecimento artificial de cada grupo de materiais.

O gráfico 1. mostra como a microdureza Vickers se alterou nos três tipos de cimento de ionómero de vidro, mostrando a média da microdureza antes (1) e após (2) envelhecimento artificial de cada um dos 3 materiais estudados. Pela observação do gráfico pode-se concluir que os valores da microdureza Vickers diminuíram nos 3 grupos após o envelhecimento artificial.

Em suma, na sequência da análise inferencial observa-se que:

1. O envelhecimento resulta numa diminuição significativa da microdureza dos CIV ( $p = 0,001$ ), com uma potência observada de 95,5%.
2. O efeito e magnitude do envelhecimento é dependente do tipo de CIV.
3. A microdureza difere significativamente entre o Photac e os outros dois tipos de CIV ( $p < 0,001$ ), com uma potência observada de 99,9%.

4. A análise do teste de comparações múltiplas de Tamhane indica que existem diferenças significativas do Photac ( $p < 0,001$ ) para os outros dois grupos de CIV mas que não existem diferenças significativas entre o Ketac e o Equia.

#### IV. Discussão

Um dos intuitos desta investigação foi estudar uma propriedade muito importante dos materiais dentários, a microdureza, e como se comporta após um ano in vitro de simulação do ambiente oral quando exposta ao stress mastigatório. Outro objetivo foi comparar a microdureza superficial dos três materiais porque apesar da microdureza, por si só não ser suficiente para avaliar o real desempenho dos materiais, pode fornecer informações essenciais sobre comportamento clínico dos mesmos. Assim, neste estudo mediu-se a microdureza antes e após envelhecimento artificial na *Chewing Simulator* de três cimentos de ionómero de vidro de constituições distintas. Para o envelhecimento artificial a *Chewing Simulator* reproduziu 240000 ciclos, com o objetivo de simular um ano in vivo na cavidade oral (Mehl et al., 2007; Steiner et al., 2009).

Cada vez mais o conhecimento dos materiais dentários e respetivas propriedades torna-se fundamental para conseguir antever o comportamento mecânico e físico dos materiais em situações in vivo. Com esse objectivo, testes específicos têm sido desenvolvidos para analisar estes parâmetros que são essenciais para o controlo de qualidade dos materiais já existentes e para que os profissionais consigam tirar o melhor partido dos mesmos (Perondi et al., 2014). No entanto, nenhum desses testes tem sido completamente bem sucedido a conseguir prever o comportamento dos vários materiais, dificuldade que se prende com a complexidade do ambiente oral (Mehl et al., 2007).

A microdureza é uma das propriedades físicas mais relevantes dos materiais dentários, sendo uma interação de várias propriedades como a ductibilidade e a maleabilidade, tendo a capacidade de nos transmitir informações importantes sobre o comportamento dos materiais e da sua longevidade (Ellakuria et al., 2003; Silva et al., 2007).

Segundo Heintze, Zappni & Roussin, 2005, os vários constituintes presentes na composição dos materiais influenciam os parâmetros físicos dos mesmos como a microdureza Vickers, o módulo de elasticidade, a resistência à flexão e a tenacidade à fratura, todos fatores que podem influenciar o desgaste (S D Heintze, Zappini, & Rousson, 2005).

O desgaste dos materiais dentários pode ser visto como a junção de dois mecanismos: a atrição e a abrasão (Mehl et al., 2007). No entanto, o desgaste dos materiais é um fenómeno complexo, uma vez que envolve várias condicionantes, tais como o tipo de antagonista e das superfícies de contacto do antagonista em contacto com o material, as condições do ambiente oral (desde a temperatura ao pH), a presença ou não de um terceiro corpo na superfície de contacto e o tipo de teste de desgaste utilizado bem como as respetivas definições destes testes, como a força aplicada, os movimentos descritos e a velocidade usada (Villat, Ponthiaux, Pradelle-plasse, Grosgeat, & Colon, 2014).

São vários os testes e aparelhos disponíveis para o estudo do desgaste de materiais dentários. A utilização da *Chewing Simulator* nesta investigação prendeu-se com o facto de os estudos in vivo serem difíceis de realizar e muito demorados, sendo os testes in vitro cada vez mais utilizados e desenvolvidos (Lazaridou, Belli, Krämer, Petschelt, & Lohbauer, 2014).

Segundo Steiner et al, 2009 (Steiner et al., 2009), a *Chewing Simulator* é um aparelho de fácil uso e um método fiável para a realização de envelhecimento a longo prazo, representando um bom teste de desgaste.

Havendo uma relação diretamente proporcional entre a resistência ao desgaste e a dureza de um material (Wang et al., 2003), a combinação das medições da microdureza Vickers antes e depois do envelhecimento artificial na *Chewing Simulator* torna esta investigação mais completa no que concerne a relevância científica da mesma.

Desde o desenvolvimento dos cimentos de ionómero de vidro que estes materiais têm ganho cada vez mais popularidade enquanto materiais de restauração pelas propriedades que detêm. Pelo aumento do seu uso na prática clínica, várias marcas têm lançado para o mercado muitas variações de CIVs convencionais e CIVMRs (Perondi et al., 2014) .

Os CIVs convencionais de alta viscosidade e de polimerização rápida têm sido muito desenvolvidos. Os CIVAV são tipificados pela presença de partículas de vidro mais finas, ácidos poliacrílicos de elevado peso molecular e um rácio pó-líquido alto. A sua

reação de polimerização é a mesma que a reação ácido-base de um GIC típico convencional (Bala et al., 2012).

O tamanho das partículas e o rácio pó/líquido na constituição de um material influenciam a sua microdureza. Segundo Shintome et. Al, citado por Perondi et al., (Perondi et al., 2014), um CIV com maior rácio pó/líquido tem valores de microdureza mais elevados.

Um estudo, de 2005 realizado por Aratani, Pereira, Correr-Sobrinho, Sinhoreti, & Consani (Aratani, Pereira, Correr-Sobrinho, Sinhoreti, & Consani, 2005) comparou a dureza de CIVs com rácios pó/líquido diferentes e concluiu que a dureza era menor quando o rácio também era menor.

Outro estudo de 2015 (Gjorgievska et al., 2015) concluiu que as alterações na microestrutura dos CIV pela adição de nanopartículas era uma estratégia promissora para a melhoria das propriedades físicas do CIVC.

Tanto o Ketac Molar como o Equia GC, usados nesta investigação, são considerados cimentos de ionómero de vidro de alta viscosidade, como mostra a sua constituição apresentada previamente nesta investigação.

O Equia Fil+Equia Coat (Sistema Equia) apresenta um novo conceito de cimento de ionómero de vidro convencional, ou seja, é um sistema que consiste num CIV convencional de alta viscosidade (Equia Fil) combinado com um coating de resina nanoparticulado (Equia Coat), sendo este um protetor de superfície que surge com o objetivo de diminuir o desgaste abrasivo do material. Além de trazer melhorias nesse parâmetro, traz também vantagem estética a este produto (Gurgan, Kutuk, Ergin, Oztas, & Cakir, 2015).

Nesta investigação, a inclusão no estudo do material Equia Fil+Equia Coat surge com o objetivo de compará-lo a outros materiais por ter a adição de um coating a um CIVC de alta viscosidade, sendo que vários estudos afirmaram que esta alteração vem melhorar os CIVC e a sua utilização essencialmente na Odontopediatria.

Em 2013, Zoergiebel&Ilie (Zoergiebel & Ilie, 2013a) afirmaram que na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas e para tornar os CIVs passíveis de serem utilizados em zonas de alto stress oclusal, os fabricantes têm adicionado protetores de resina (coating) e ajustado a composição e forma das partículas de vidro e do ácido poliacrílico destes materiais, sendo que estas alterações já têm mostrado melhorias visíveis no desempenho dos mesmos.

Em 2015, um estudo cujo objetivo foi avaliar o desempenho clínico do sistema restaurador Equia Fil+Equia Coat em comparação com uma resina composta microparticulada, enquanto materiais de restauração, no prazo de 4 anos, concluiu que ambos os materiais apresentavam um desempenho semelhante e igualmente bem-sucedido em restaurações em dentes posteriores (Gurgan et al., 2015).

Pitel, em 2010, (Pitel, 2010) apontou o sistema Equia como uma inovação que traz vantagens como a alta libertação de flúor, tolerância à sensibilidade e ausência de sensibilidade pós-operatória. Afirmou que a combinação do Equia Coat com o Equia Fil tem um comportamento sinérgico, melhorando as propriedades do CIV.

No entanto, no que diz respeito às características micromecânicas, o uso de um coating de resina não parece alterar a microdureza dos CIVCs, apesar de trazer vantagens significativas em propriedades como a resistência à flexão (Zoergiebel & Ilie, 2013b) em cerca de 90% (Pitel, 2010). Outro estudo, por Size, em 2010, (Size, 2010) afirma que o coating de resina ajuda a selar as margens, a reduzir o desgaste e aumentar a resistência à fratura.

Em 2013, Brito et al. (Brito et al., 2010) testaram a microdureza de CIVs com vários tipos de coating e concluíram que os CIV com um protetor de superfície não apresentavam uma microdureza significativamente diferente em relação à microdureza dos CIV do grupo de controlo, que não tinham nenhum coating.

No entanto, outro estudo (Fatima, Ali Abidi, Qazi, & Jat, 2013) cujo objetivo foi estudar a microdureza de CIVs na presença ou ausência de diferentes protetores de superfície concluiu que um verniz de resina enquanto coating num CIV apresentava melhores

valores de microdureza quando comparado com um CIV de controle, sem qualquer tipo de proteção de superfície.

Nos resultados obtidos neste estudo, os valores da Microdureza Vickers do Ketac Molar e do Equia Fil+ Equia Coat não mostraram valores muito diferentes, quer nas medições iniciais quer nas medições finais (60,288 VHN3 e 59,575VHN3 como médias das medições iniciais; 53,008VHN3 e 53,685 VHN3 como médias das medições finais, respetivamente), indo ao encontro de estudos referentes ao tema.

No entanto, a microdureza do Ketac Molar e do Equia GC nesta investigação foi superior à microdureza do Photac Fil. A explicação para estes valores pode estar na constituição do Photac Fil, cuja composição química inclui monómeros de metacrilato, que apesar do bom desempenho dos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina em muitos parâmetros, no que diz respeito a microdureza, não traz nenhuma vantagem ou melhoria comparativamente com os convencionais (Magni et al., 2010). A reação de foto-ativação dos CIVMR é apontada como responsável pela baixa microdureza destes materiais (Perondi et al., 2014).

Segundo Peutzfeldt, García-Godoy, & Asmussen (Peutzfeldt, García-Godoy, & Asmussen, 1997), a microdureza nos materiais de restauração é maior nas resinas compostas, seguindo-se a dos compómeros e dos CIVC e, por último, os CIVMR, sendo este o material de restauração com valores mais baixos de microdureza.

No entanto, no que concerne a propriedades macromecânicas, estudos têm apontado os CIVMR como detentores de melhores propriedades, nomeadamente na resistência à flexão e à compressão, o que sugere que a fotoativação dos polímeros de metacrilato melhora a primeira fase de polimerização destes materiais, tornando-os menos suscetíveis à formação de cracks resultantes da desidratação (Magni et al., 2010).

Assim, aos resultados obtidos nas medições da microdureza Vickers do Photac Fil (43,480VHN3 como média da medição inicial e 32,475VHN3 como média da medição final), enquanto CIVMR, confirmam o que é apresentado na bibliografia disponível: apesar de todas as vantagens conhecidas da adição de resina aos cimentos de ionómero

de vidro, a microdureza é uma das propriedades que não beneficia com esta modificação.

No presente projeto, após avaliação dos resultados obtidos depois do desgaste mecânico através da *Chewing Simulator*, apesar da diferença dos valores de Microdureza antes e depois do envelhecimento artificial não serem significativos (a Microdureza Vickers dos três tipos de material diminui praticamente na mesma ordem nos diferentes grupos), clinicamente o desgaste que se observou foi mais significativo para o Photac Fil, seguindo-se o Ketac Molar, sendo o Equia Fil+Equia Coat o que apresentou um desgaste menos evidente, mostrando que a incorporação de resina, por Coating, oferece maior resistência ao desgaste.

Em 2012, num estudo que avaliou o desgaste de cimentos de ionómero de vidro, verificou-se que o desgaste de vários tipos de CIV (convencionais e modificados por resina) quando comparados com o grupo de controlo (resina composta Filtek Z350) apresentava um desgaste significativamente maior. No entanto, o CIVMR testado apresentou maior desgaste, sendo que os autores apontaram como hipótese justificativa para este facto a constituição deste material, sugerindo que, durante a reação de preza, há ligações cruzadas a formar-se entre as cadeias dos poliácidos, resultando na formação separada de duas matrizes diferentes (cadeia de poliácidos e cadeia poli-HEMA). Assim, com duas matrizes distintas ocorrem também dois comportamentos diferentes face ao desgaste (Scheffel, Ricci, Panariello, Zuanon, & Hebling, 2012).

Também no estudo de Peutzfeldt et. Al (Peutzfeldt et al., 1997) concluíram que a relação entre diferentes materiais restauradores no que diz respeito ao desgaste in vitro é: CIVMR > Compómeros > CIVC > Resina composta.

Enquanto CIVMR, seria de esperar que o Photac Fil tivesse um desempenho em termos de resistência ao desgaste e propriedades mecânicas melhores quando lado a lado com as de um CIVC, tendo em conta que este tipo de material tinha como propósito ultrapassar as desvantagens apontadas a estes últimos. No entanto, nesta investigação, verificaram-se algumas das desvantagens inerentes dos CIVMR, como as propriedades mecânicas a longo prazo serem inferiores comparadas às dos CIVC (Yelamanchili & Darvell, 2008).



Um estudo, de Yamazaki, Scricker, Brantley, Culbertson & Johnston, comparou algumas propriedades mecânicas (resistência à compressão, a resistência à flexão, resistência à tração diametral e resistência à fratura) entre o Ketac Molar e o Photac Fil, verificando que apesar do Photac Fil apresentar valores mais elevados de resistência à fratura, em nenhuma das outras propriedades estudadas se registava uma diferença significativa entre os dois grupos de materiais (Yamazaki, Schricker, Brantley, Culbertson, & Johnston, 2006). Este estudo vem reforçar que os CIVC e os CIVMR, tendo características distintas na sua constituição, diferem nas suas propriedades mecânicas e físicas, sendo necessários estudos muito aprofundados e abrangentes para se conseguir conhecer o comportamento de um material dentário no seu todo, sendo que apenas o estudo da microdureza apesar de relevante, não é suficiente.

A principal limitação encontrada neste projeto foi, como já anunciado anteriormente, a complexidade do ambiente oral e da mastigação, que além de depender de muitos factores, varia também de pessoa para pessoa, tornando muito difícil a sua replicação *in vitro*.

Após avaliação dos resultados, as hipóteses nulas propostas para esta investigação devem ser rejeitadas, uma vez que existem diferenças significativas na microdureza Vickers entre os três grupos antes do envelhecimento artificial e após o envelhecimento artificial.



## V. Conclusão

Depois de ter sido medida a microdureza Vickers dos três grupos de cimento de ionómero de vidro antes e após serem submetidos a um envelhecimento artificial na *Chewing Simulator*, e tendo em conta as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- Na investigação verificaram-se alterações significativas na microdureza entre os três grupos, antes e após envelhecimento artificial.
- O cimento de ionómero de vidro modificado por resina, Photac Fil, foi o material com microdureza Vickers mais baixa, quer inicial quer final, quando comparado com os outros dois grupos.
- O material que apresentou valores de microdureza mais elevados antes do envelhecimento artificial foi o Ketac.Molar e o material que apresentou valores de microdureza mais elevados depois do envelhecimento artificial foi o Equia Fil+ Equia Coat.
- Todos os grupos de CIV testados sofreram alterações na sua microdureza Vickers após envelhecimento artificial correspondente a um ano in vivo, tendo a microdureza diminuído em todos os materiais.
- De acordo com a evidência disponibilizada pelos dados obtidos, o CIV Equia Fil+ Equia Coat foi o que apresentou melhores resultados de resistência à mastigação, tendo obtido uma menor diferença na comparação entre a microdureza inicial e final.
- Os resultados obtidos nesta investigação vão ao encontro do publicado em estudos relativos a este tema: os CIVs não beneficiam da adição de resina no que diz respeito à microdureza.

- O sistema Equia, da GC, que junta a um CIV de alta viscosidade uma resina nanoparticulada como protetor de superfície, parece beneficiar desta combinação, tendo apresentado resultados melhores.

Foi assim verificado no presente estudo que a composição dos cimentos de ionómero de vidro condiciona as propriedades dos mesmos (nomeadamente a microdureza) o que consequentemente influencia o seu comportamento clínico. Assim, torna-se necessário um conhecimento completo e abrangente das propriedades dos materiais dentários de forma a tirar o melhor partido dos mesmos nas varidas situações clínicas.

## VI. Bibliografia

Anusavise, K. . (2003). *Phillips' Science of Dental Materials* (11<sup>o</sup> ed.). Florida: Elsevier.

Aratani, M., Pereira, A. C., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M. A. C., & Consani, S. (2005). Compressive strength of resin-modified glass ionomer restorative material: effect of P/L ratio and storage time. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 13(4), 356–359. <http://doi.org/10.1590/S1678-77572005000400008>

Bala, O., Arisu, H. D., Yikilgan, I., Arslan, S., & Gullu, A. (2012). Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent.*, 6(1), 79–86.

Berg, J. H. (1998). The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatric Dentistry*, 20(2), 93–100.

Berg, J. H. (2002). Glass ionomer cements. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 430–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12412957>

Berzins, D. W., Abey, S., Costache, M. C., Wilkie, C. a, & Roberts, H. W. (2010). Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *Journal of Dental Research*, 89(1), 82–86. <http://doi.org/10.1177/0022034509355919>

Brien, W. J. O. (2009). *Dental Materials and Their Selection* (4<sup>o</sup> ed.). Chicago: Quintessence Publishing Co.

Brito, C. R., Velasco, L. G., Bonini, G. a V. C., Imparato, J. C. P., & Raggio, D. P. (2010). Glass ionomer cement hardness after different materials for surface protection. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 93(1), 243–246. <http://doi.org/10.1002/jbm.a.32524>

Cabral, M. ., Martinho, R. ., Guedes-neto, M. ., Rebelo, M. ., & Pontes, D. . (2015). Do conventional glass ionomer cements release more fluoride than resin-modified glass ionomer cements ?, 40(3), 5395. <http://doi.org/10.5395/rde.2015.40.3.209>.

Craig, R. C., J.M.Powers, & Wataha., J. C. (1989). *Dental Material Science*. Chicago: Quintessence Publishing Company.

Croll, T. P. (2013). Resin-modified glass ionomer. *Journal of the American Dental Association* (1939), 144(11), 1224, 1227. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24177397>

- Croll, T. P., & Nicholson, J. W. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 423–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12412956>
- Davidson, C. L. (2006). ADVANCES IN GLASS-IONOMER CEMENTS, 14, 3–9.
- Diem, V. T. K., Tyas, M. J., Ngo, H. C., Phuong, L. H., & Khanh, N. D. (2014). The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clinical Oral Investigations*, 18(3), 753–759. <http://doi.org/10.1007/s00784-013-1026-z>
- Ellakuria, J., Triana, R., Mínguez, N., Soler, I., Ibaseta, G., Maza, J., & García-Godoy, F. (2003). Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 19(4), 286–290. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00042-8](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00042-8)
- Fano, L., Fano, V., Ma, W., Wang, X., & Zhu, F. (2004). Hydrolytic degradation and cracks in resin-modified glass-ionomer cements. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 69(1), 87–93. <http://doi.org/10.1002/jbm.b.20037>
- Farrugia, C., & Camilleri, J. (2015). Antimicrobial properties of conventional restorative filling materials and advances in antimicrobial properties of composite resins and glass ionomer cements—A literature review. *Dental Materials*, 1–11. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.12.005>
- Fatima, N., Ali Abidi, S. ., Qazi, F. ., & Jat, S. . (2013). Effectiveness of commonly available surface protecting agents in maintaining microhardness of two cements . *J Coll Physicians Surg Pak.*, 23(5), 314318. <http://doi.org/05.2013/JCPSP.314318.Effectiveness>
- Fragnan, L. N., Bonini, G. a V. C., Politano, G. T., Camargo, L. B., Imparato, J. C. P., & Raggio, D. P. (2011). Dureza knoop de três cimentos de ionômeros de vidro. *Pesquisa Brasileira Em Odontopediatria E Clinica Integrada*, 11(1), 73–76. <http://doi.org/10.4034/PBOCI.2011.111.11>
- Frencken, J. E., & Holmgren, C. J. (2014). Caries management through the Atraumatic Resstorative Treatment (ART) approach and glass-ionomers: update 2013, 28(1), 5–8.
- Gjorgievska, E., Van Tendeloo, G., Nicholson, J. ., Coleman, N. ., Slipper, I. ., & Booth, S. (2015). The incorporation of nanoparticles into conventional glass-ionomer dental restorative cements . The incorporation of nanoparticles into conventional glass- ionomer dental restorative cements ., 21(2), 2015. <http://doi.org/10.1017/S1431927615000057>.
- Greig, V. (2012). *Craig's restorative dental materials, 13th edition*. Bdj (13° ed., Vol. 213). Elsevier. <http://doi.org/10.1038/sj.bdj.2012.659>

- Guo, J., Tian, B., Wei, R., Wang, W., Zhang, H., Wu, X., ... Zhang, S. (2014). Investigation of the time-dependent wear behavior of veneering ceramic in porcelain fused to metal crowns during chewing simulations. *J Mech Behav Biomed Mater*, 40(0), 23–32. <http://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.08.006>
- Gurgan, S., Kutuk, Z., Ergin, E., Oztas, S., & Cakir, F. (2015). Four-year Randomized Clinical Trial to Evaluate the Clinical Performance of a Glass Ionomer Restorative System. *Operative Dentistry*, 40(2), 134–143. <http://doi.org/10.2341/13-239-C>
- Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712–734. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.002>
- Heintze, S. D., Zappini, G., & Rousson, V. (2005). Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators — Results of a round robin test, 304–317.
- Hu, J. Y., Li, Y. Q., Smales, R. J., & Yip, K. H. K. (2002). Restoration of teeth with more-viscous glass ionomer cements following radiation-induced caries. *International Dental Journal*, 52(6), 445–448.
- Hübel, S., & Mejäre, I. (2003). Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 13(1), 2–8. <http://doi.org/10.1046/j.1365-263X.2003.00416.x>
- Kanchanasavita, W., Anstice, H. M., & Pearson, G. J. (1998). Long-term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers, 26, 707–712.
- Khoroushi, M., & Keshani, F. (2013). A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Research Journal*, 10(4), 411–420. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3793401&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Kleverlaan, C. J., van Duinen, R. N. B., & Feilzer, A. J. (2004). Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. *Dental Materials*, 20(1), 45–50. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00067-8](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00067-8)
- Lazaridou, D., Belli, R., Krämer, N., Petschelt, a., & Lohbauer, U. (2014). Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 16(2), 165–172. <http://doi.org/10.1007/s40368-014-0151-y>
- Lee, a., He, L. H., Lyons, K., & Swain, M. V. (2012). Tooth wear and wear investigations in dentistry. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(3), 217–225. <http://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02257.x>

Lile, I. E., Hosszu, T., Freiman, P. C., Vasca, E., Vasca, V., Otilia, G., ... Vaida, L. (2014). Research of the behaviour of glass ionomers cements under the occlusal stress, *XVII*(1), 45–49.

Lohbauer, U. (2010). Dental glass ionomer cements as permanent filling materials? -Properties, limitations and future trends. *Materials*, 3(1), 76–96. <http://doi.org/10.3390/ma3010076>

Magni, E., Ferrari, M., Hickel, R., & Ilie, N. (2010). Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements. *Clinical Oral Investigations*, 14(1), 79–87. <http://doi.org/10.1007/s00784-009-0259-3>

McCabe, J. F. (1998). Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*, 19(6), 521–527. [http://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00132-X](http://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00132-X)

Mehl, C., Scheibner, S., Ludwig, K., & Kern, M. (2007). Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials*, 23(11), 1382–1389. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.026>

Mickenautsch, S., Mount, G., & Yengopal, V. (2011). Therapeutic effect of glass-ionomers: An overview of evidence. *Australian Dental Journal*, 56(1), 10–15. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01304.x>

Narsimha, V. V. (2011). Effect of Cola on Surface Microhardness and Marginal Integrity of Resin Modified Glass Ionomer and Compomer Restoration – An in vitro Study, 4(July).

Nicholson, J. W., & Czarnecka, B. (2008). The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dental Materials*, 24(12), 1702–1708. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.005>

Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K., & Hume, W. R. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 17(1), 34–39. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00053-1](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00053-1)

Perondi, P. R., Oliveira, P. H. C., Cassoni, A., Reis, A. F., & Rodrigues, J. A. (2014). Ultimate tensile strength and microhardness of glass ionomer materials. *Brazilian Dental Science*, 17(1).

Peutzfeldt, A., García-Godoy, F., & Asmussen, E. (1997). Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *American Journal of Dentistry*, 10(1), 15–17.

Pitel, M. L. (2010). A rapid and aesthetic alternative to a direct posterior composite. *Dentistry Today*, 29(11), 148–151.

Qvist, V., Manscher, E., & Teglers, P. T. (2004). Resin-modified and conventional glass ionomer restorations in primary teeth: 8-Year results. *Journal of Dentistry*, 32(4), 285–294. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.01.001>



- Raabe, D., Alemzadeh, K., Harrison, a. J. L., & Ireland, a. J. (2009). The chewing robot: A new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 6050–6053. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5332590>
- Rosentritt, M., Siavikis, G., Behr, M., Kolbeck, C., & Handel, G. (2008). Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of Dentistry*, 36(12), 1048–1053. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.09.001>
- S Al-Angari, S., T Hara, A., Chu, T.-M., Platt, J., Eckert, G., & Cook, N. B. (2014). Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. *Journal of Oral Science*, 56(1), 11–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24739702>
- Scheffel, D. L. ., Ricci, H. A., Panariello, B. H. ., Zuanon, Â. C. C., & Hebling, J. (2012). Desgaste E Rugosidade Superficial De Um Cimento De Wear and Superficial Roughness of a Nanoparticulated Glass-Ionomer Cement, 100(56), 7109–7112.
- Sengul, F., & Gurbuz, T. (2015). Clinical Evaluation of Restorative Materials in Primary Teeth Class II Lesions ., 39(4), 17796. <http://doi.org/10.17796/1053-4628-39.4.315.Clinical>
- Sidhu, S. K. (2010). Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dental Materials*, 26(1), 7–12. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.08.015>
- Sidhu, S. K. (2011). Glass-ionomer cement restorative materials: A sticky subject? *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 23–30. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01293.x>
- Silva, R. C., Zuanon, a. C. C., Esberard, R. R., Candido, M. S. M., & Machado, J. S. (2007). In vitro microhardness of glass ionomer cements. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 139–142. <http://doi.org/10.1007/s10856-006-0672-y>
- Size, T. (2010). Glass Ionomers : A Therapeutic Alterative to Direct Composite Restorations, 13–16.
- Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., & Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25(4), 494–499. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2008.09.010>
- Upadhya P, N., & Kishore, G. (2005). Glass ionomer cement - The different generations. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 18(2), 158–165.

- Villat, C., Ponthiaux, P., Pradelle-plasse, N., Grosgeat, B., & Colon, P. (2014). Initial Sliding Wear Kinetics of Two Types of Glass Ionomer Cement : A Tribological Study, 2014.
- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 11(3), 162–167.
- Xie, D., Brantley, W. a, Culbertson, B. M., & Wang, G. (2000). Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 16(2), 129–138. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00093-7](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00093-7)
- Yamazaki, T., Schricker, S. R., Brantley, W. a., Culbertson, B. M., & Johnston, W. (2006). Viscoelastic behavior and fracture toughness of six glass-ionomer cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(4), 266–272. <http://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.08.011>
- Yap, a. U. J., Cheang, P. H. N., & Chay, P. L. (2002). Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(7), 682–688. <http://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00908.x>
- Yelamanchili, a., & Darvell, B. W. (2008). Network competition in a resin-modified glass-ionomer cement. *Dental Materials*, 24(8), 1065–1069. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.12.005>
- Yilmaz, Y., Eyuboglu, Ö., Kocogullari, M. E., & Belduz, N. (2006). A one-year clinical evaluation of a high-viscosity glass ionomer cement in primary molars. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 7(1), 071–078.
- Zanata, R. L., Magalhães, A. C., Lauris, J. R. P., Atta, M. T., Wang, L., & Navarro, M. F. D. L. (2011). Microhardness and chemical analysis of high-viscous glass-ionomer cement after 10 years of clinical service as ART restorations. *Journal of Dentistry*, 39(12), 834–840. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.09.003>
- Zoergiebel, J., & Ilie, N. (2013a). An in vitro study on the maturation of conventional glass ionomer cements and their interface to dentin. *Acta Biomaterialia*, 9(12), 9529–9537. <http://doi.org/10.1016/j.actbio.2013.08.010>
- Zoergiebel, J., & Ilie, N. (2013b). Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: Effect of coating, aging and storage agents. *Clinical Oral Investigations*, 17(2), 619–626. <http://doi.org/10.1007/s00784-012-0733-1>